

СЕКЦІЯ 6
ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА ТЕХНІКА ТА ТЕХНОЛОГІЇ
БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

УДК 617.741-077.21

ПРО ДОПУСТИМИ ПОХИБКИ ІНТРАОПЕРАЦІЙНОЇ БІОМЕТРІЇ ОКА

Чиж І. Г., Хрієнко К. С.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: i.g.chizh@gmail.com, katia.hrienko.1@gmail.com

При хірургічному лікуванні катаракти забезпечення планової післяопераційної рефракції ока потребує відповідного точного визначення оптичної сили (P) інтраокулярної лінзи (ІОЛ). Відмінним може вважатися результат імплантації, якщо післяопераційна рефракція відрізняється від планової в межах ± 0.25 діоптрій. Сучасна технологія визначення P , що ґрунтується на використанні даних доопераційної біометрії, поки що не гарантує вказаної похибки рефракції. Так отримання фактичного відхилення післяопераційної рефракції у ± 0.5 дптр від планового значення вважається успіхом.

В роботі [1] запропоновано метод інтраопераційної біометрії ока для здійснення в момент після видалення патологічного кришталика. Показано, що похибка визначення P ІОЛ у ± 0.32 дптр за результатами такої інтраопераційної біометрії може забезпечити післяопераційне відхилення рефракції ока в межах ± 0.25 дптр. Метод забезпечує визначення L – передньо-заднього відрізка ока, що іноді взагалі неможливо достатньо точно здійснити сучасними методами доопераційної біометрії, (акустичною ехолокацією ока), особливо при великій щільності катаракти, та прогнозувати відстань d , яка вказує розташування ІОЛ в оці пацієнта за результатом інтраопераційного вимірювання відстані між передньою поверхнею рогівки та задньою поверхнею капсули кришталика. Для розрахунків P потрібно також мати середнє значення радіуса r кривизни поверхні рогівки, яке може бути визначено до операції.

Оскільки $P = P(L, d, r)$, то похибка визначення P залежить від похибок вимірювань L , d , r . Допустимі похибки вимірювань L , d , r , були визначені за допомогою теорії функції випадкових аргументів для оптичної системи середньостатистичного ока ($L = 24$ мм), короткого ($L = 22$ мм) і довгого ока ($L = 26$ мм). Враховувалось внутрішнє розташування ІОЛ в оці пацієнта. При аналізі допустимих похибок використовувалася аризонська модель оптичної системи ока, як найбільш адекватна і точна.

Встановлено, що для середньостатистичного ока з вірогідністю 95% допустима похибка визначення P ІОЛ ± 0.32 дптр може бути досягнута при допустимих помилках вимірювань параметрів $L, d, r \pm 0.04$ мм. Показано зміну допустимих помилок вимірювань вказаних параметрів залежно від довжини ока і розташування ІОЛ в оці пацієнта.

Ключові слова: інтраопераційна біометрія ока, допустимі похибки біометрії ока, допустима похибка визначення P інтраокулярної лінзи.

Література

- [1] I. N. Chyzh and K. S. Khriienko, “Method of intraoperative refractometry of the aphakic eye” KPI Science News no. 2, pp. 84-93, 2018.

УДК 615.837.3:615.47

МОДЕРНІЗАЦІЯ ІНСТРУМЕНТУ ФАКОЕМУЛЬСИФІКАЦІЇ ДЛЯ РІЗНИХ ТИПІВ КОЛИВАНЬ

Зубчук В. І., Наумкіна З. М.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: zoyanaumkina@gmail.com

В останні роки метод факоемульсифікації, став новим стандартом в хірургії катаракт. Ультразвуковий інструмент такого апарата складається з хвилеводу, у вигляді порожнистої голки, концентратора ультразвукових коливань, парної кількості п'єзoelementів і опорної муфти, розміщених в корпусі. Ультразвукові коливання можуть мати характер поздовжніх, крутильних або вигнутих, а також поєднуватися в різних пропорціях, утворюючи композитні коливання різної форми для уникнення втрати оклюзії і різних термічних ускладнень [1].

Для отримання непродольних коливань використано даний варіант конструкції ультразвукового інструменту, що зможе допомогти уникнути проблем з лініями аспірації, іригації та опіками задньої стінки сітківки (рис. 1, рис. 2).

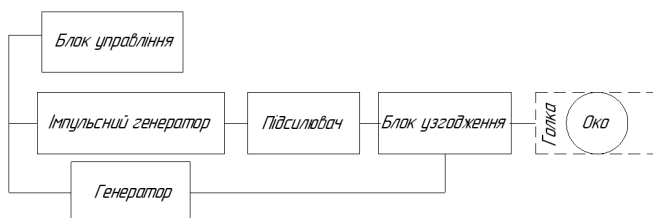


Рис. 1. Структура апарата для факоемульсифікації

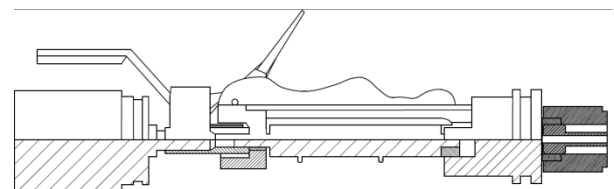


Рис. 2. Загальний вид робочої ручки факоемульсифікації

Робоча частина ручного блоку являє собою центрально розташований порожнистий резонуючий стрижень або рупор, з'єднаний з набором